

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
12. Februar 2004 (12.02.2004)

PCT

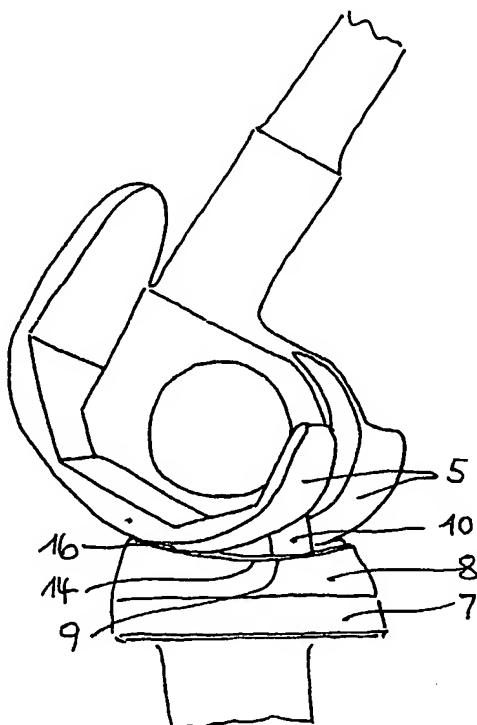
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
WO 2004/012633 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: A61F 2/38 (74) Anwalt: GLAWE, Delfs, Moll; Rothenbaumchaussee 58, 20148 Hamburg (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2003/008196
- (22) Internationales Anmeldedatum:  
25. Juli 2003 (25.07.2003)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:  
02016768.0 26. Juli 2002 (26.07.2002) EP
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG [DE/DE]; Barkhausenweg 10, 22339 Hamburg (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): KELLER, Arnold [DE/DE]; An der Naherfurth 5, 23863 Kayhude (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Bestimmungsstaaten (regional): ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: KNEE PROSTHESIS

(54) Bezeichnung: KNIÉPROTHESE



(57) Abstract: The invention relates to a knee prosthesis comprising a femoral prosthetic part (1), which forms a pair of condylar gliding surfaces (5), a tibial part (2) comprising tibial gliding surfaces (9) that co-operate with the condylar gliding surfaces (5), in addition to a coupling part (10) that connects the femoral and tibial parts (1, 2) so that they can rotate about a rotational axis (12) running approximately parallel to the tibia. If the femoral and tibial parts (1, 2) have the same anteroposterior alignment, the load is transferred by a central region (14) of the tibial gliding surfaces (9). According to the invention, the tibial gliding surface (9) slopes upwards both in front of said region (14) of normal contact and also behind said region, in such a way that when the two prosthetic parts (1, 2) rotate against one another, each of the condylar gliding surfaces (5) remains in contact with the corresponding tibial gliding surface (9), in front of or behind the region (14) of normal contact.

(57) Zusammenfassung: Knieprothese mit einem femoralen Prothesenteil (1), der ein Paar von Kondylengleitflächen (5) bildet, einem tibialen Teil (2), der mit den Kondylengleitflächen (5) zusammenwirkende Tibia gleitflächen (9) aufweist, sowie einem Kopplungsteil (10), der die femoralen und tibialen Teile (1, 2) drehbar um eine zum Schienbein etwa parallele Rotationsachse (12) mit einander verbindet. Bei gleicher AP-Ausrichtung der femoralen und tibialen Teile (1, 2) wird die Last über einen mittleren Bereich 14 der Tibia gleitflächen (9) übertragen. Erfindungsgemäss steigt die Tibia gleitfläche (9) nicht nur vor diesem Bereich (14) normalen Kontakts, sondern auch dahinter derart an, dass im Falle von Rotation der beiden Prothesenteile (1, 2) gegeneinander jede der beiden Kondylengleitflächen (5) mit der zugehörigen Tibia gleitfläche (9) vor bzw. hinter dem Bereich (14) normalen Kontakts in Berührung bleibt.

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

- hinsichtlich der Identität des Erfinders (Regel 4.17 Ziffer i) für die folgenden Bestimmungsstaaten AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW, ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)
- hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii) für die folgenden Bestimmungsstaaten AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,

HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW, ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)

- Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv) nur für US

**Veröffentlicht:**

- mit internationalem Recherchenbericht

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

5

10

### Knieprothese

15 Für den Ersatz des menschlichen Kniegelenks verwendet man  
Prothesentypen, deren femorale und tibiale Teile je nach dem  
Erhaltungszustand des Bandapparats eine geringere oder stärker  
ausgeprägte gegenseitige Zwangsführung aufweisen. Diese  
bezieht sich auf die wesentlichen Bewegungsfreiheitsgrade des  
20 Knies, nämlich die Beugebewegung um eine Querachse, die Rotationsbewegung um eine etwa parallel zur Schienbeinrichtung verlaufende Rotationsachse und eine translatorische Bewegung in AP-Richtung (AP = anteroposterior). Den geringsten Grad an gegenseitiger Zwangsführung weisen sogenannte ungekoppelte  
25 Prothesen auf, die lediglich aus einem femoralen Kondylenpaar und einer tibialen Gleitfläche bestehen. Sie werden bei gut erhaltenem Bandapparat verwendet. Das andere Extrem bilden Scharnierprothesen, die bei schlecht erhaltenem Bandapparat verwendet werden und die Bewegungsmöglichkeiten des Knies auf  
30 die Beugebewegung einschränken (EP-A-42 04 60, DE-OS-29 01 009). Zwischen diesen Extremen gibt es in unterschiedlichem Maße teilgekoppelte Systeme, die zwischen dem femoralen und dem tibialen Teil einen Zwischenteil aufweisen, der durch Bildung eines Rotationslagers die Führungsaufgaben für die  
35 Rotationsbewegung übernimmt.

Unter den teilgekoppelten Prothesen, die eine Rotationsbewegung erlauben, sind zwei Typen zu unterscheiden. Bei dem ersten Typ wird die gesamte Last über das Zwischengelenkstück übertragen, das im Verhältnis zum tibialen Teil ein Rotationslager und gegenüber dem femoralen Teil ein Beuge-Scharniergelenk bildet (DE-C-26 60 623). Da in diesem Fall die Kondylengleitflächen lediglich für eine Beugebewegung bestimmt sind, können sie kongruent zu den Gegenflächen ausgebildet sein. Die Gegenflächen sind daher konkav mit gleichem Krümmungsradius gestaltet. Der zweite Typ teilgekoppelter Prothesen überträgt die Last nicht über das Gelenkzwischenstück, sondern unmittelbar von den Kondylengleitflächen auf damit zusammenwirkende tibiale Gleitflächen (EP-A-174 531). In diesem Fall findet zwischen den Kondylengleitflächen und den Tibiagleitflächen nicht nur eine Beugebewegung, sondern auch die Rotationsbewegung statt. Daher dürfen die Tibiagleitflächen nicht kongruent zu den Kondylengleitflächen ausgebildet sein. Wenn sie eine freie Rotationsbewegung ermöglichen sollen, müssen die Tibiagleitflächen eben sein. In der Regel läßt man sie jedoch vor demjenigen Bereich, in welchem sie mit den Kondylenflächen bei gleicher AP-Ausrichtung des Femurteils und des Tibiateils zusammenwirken (Bereich normalen Kontakts), nach vorne hin ein wenig ansteigen. Dies hat zur Wirkung, daß bei einer Rotation diejenige Kondylengleitfläche, die sich gegenüber der Tibiagleitfläche bei der Rotation nach vorne verschiebt, angehoben wird. Dies erzeugt unter der vom Gelenk übertragenen Last ein rückdrehendes Moment, das dafür sorgt, daß die Prothesenteile, sobald dies möglich ist, wieder in ihre Normalstellung gleicher AP-Ausrichtung zurückkehren. Bei der Rotation gegenüber dem Tibiateil und der dadurch bewirkten Anhebung des Femurteils verliert die nach hinten wandernde Kondylengleitfläche ihren

Kontakt mit der Tibiagleitfläche verliert. Die gesamte Last muß dann auf der anderen Seite übertragen werden, was nicht zu erhöhtem Verschleiß, sondern auch zu einem unerwünschten Biegemoment im Bereich des Rotationslagers führt. Von diesem  
5 Stand der Technik, der im Oberbegriff des Anspruchs 1 genannt ist, geht die Erfindung aus.

In einer bekannten Veröffentlichung (DE-A-41 02 509) ist eine teilgekoppelte Prothese erläutert, bei welcher sowohl die  
10 Beugebewegung als auch die Rotationsbewegung sich zwischen den femoralen und tibialen Gleitflächen abspielt. Die femoralen Gleitflächen sind in der Sagittal- und Frontalebene konvex gerundet. Aus der Darstellung der tibialen Gleitflächen läßt sich schließen, daß sie mit der Form der femoralen  
15 Gleitflächen komplementär identisch sind. Dies ermöglicht eine Drehbewegung der Kniekomponenten zueinander um die Beugeachse, setzt aber einem Rotationsmoment um die zur Tibiarichtung parallele Achse hohen Widerstand entgegen. Für eine solche Rotationsbewegung ist die bekannte Prothese daher nicht  
20 geeignet. Sollte dennoch einmal eine solche Rotation stattfinden, so würden die femoralen Gleitflächen aus den tibialen Gleitmulden herausspringen und es wäre keine Prothesenstabilität gegen weitere Rotation mehr vorhanden. Außerdem würden die femoralen Gleitflächen nur noch auf den Kanten der tibialen  
25 Gleitmulden aufliegen und diese unter Belastung verformen. Einen Hinweis, wie die Gleitflächen gestaltet werden müssen, damit sie sowohl Rotationsmöglichkeit als auch Rotationsstabilität gewähren und daß im Falle von Rotation eine die Prothese schonende Kraftübertragung stattfinden kann,  
30 läßt sich der Veröffentlichung nicht entnehmen.

Ausgehend von dem im Oberbegriff des Anspruchs 1 genannten Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, die Kraftübertragung zwischen den Prothesenkomponenten im Falle von Rotation um die Tibialängsachse zu verbessern. Die Lösung liegt in dem Merkmal des Anspruchs 1.

Demnach steigen die Tibiagleitflächen auch hinter den Bereichen des normalen Kontakts an, und zwar dergestalt, daß im Falle von Rotation jede der beiden Kondylengleitflächen mit der zugehörigen Tibiagleitfläche in Berührung bleibt; die eine Kondylengleitfläche steht in Kontakt mit dem ansteigenden Teil der Tibiagleitfläche vor dem Bereich normalen Kontakts, die andere mit dem nach hinten ansteigenden Bereich.

Vorteilhaft ist die Anwendung dieses Prinzips bei Knieprothesen mit einer gegenüber beiden Prothesenteilen fest angeordneten Rotationsachse, bei der also keine relative AP-Bewegung der Prothesenteile zueinander stattfinden kann. Der Anstieg der Tibiagleitflächen hinter dem Bereich des normalen Kontakts gleicht dann etwa demjenigen vor diesem Bereich. Die Erfindung ist aber auch anwendbar bei Prothesen, deren Rotationsachse gegenüber einem der beiden Prothesenteile in AP-Richtung verschiebbar angeordnet ist. Die Kondylengleitflächen stellen sich dann gegenüber den Tibiagleitflächen in AP-Richtung jeweils so ein, daß ausgeglichene Kraftübertragungsverhältnisse an beiden Kondylen herrschen.

Besonders einfach und übersichtlich sind die geometrischen Verhältnisse dann, wenn der Krümmungsradius des mit der Tibiagleitfläche zusammenwirkenden Teils der Kondylengleitflächen in der Beugeebene im wesentlichen konstant ist, d.h. wenn die Kondylengleitflächen kreisbogenförmig gestaltet

sind. Die Erfindung ist aber auch anwendbar, wenn dies nicht der Fall ist. Wenn der Verlauf der Kondylenflächen unregelmäßig ist, ist es dabei allerdings zweckmäßig, eine relative Bewegungsmöglichkeit der femoralen und tibialen Teile in AP-Richtung vorzusehen. Dies ist nicht notwendig, wenn die Kondylengleitflächen nach einer archimedischen Spirale geformt sind. Das Profil der Kondylengleitflächen sollte im allgemeinen konstant sein

10 Die Erfindung wird im folgenden näher unter Bezugnahme auf die Zeichnung erläutert, die ein vorteilhaftes Ausführungsbeispiel veranschaulicht. Es zeigen:

Fig. 1 eine Seitenansicht der Prothese,

Fig. 2 eine Draufsicht auf die tibialen Gleitflächen,

15 Fig. 3 einen Schnitt durch die tibialen Gleitflächen und

Fig. 4 und 5 zwei Seitenansichten von entgegengesetzten Seiten bei rotiertem Femurteil.

20 Die Prothese weist einen Femurteil 1 und einen Tibiateil 2 auf, die über Dornen 3, 4 in bekannter Weise am unteren Ende des Oberschenkelknochens (Femur) bzw. am oberen Ende des Schienbeins (Tibia) zu verankern sind. Der Femurteil 1 weist ein Paar von Kondylengleitflächen 5 auf, die sich an der Vorderseite zu einer Patellagleitfläche 6 vereinigen. Der Tibiateil 2 bildet oben eine Tragplatte 7, auf der das sogenannte Tibiaplateau 8 aus einem gleitgünstigen Werkstoff, beispielsweise Polyethylen, verankert ist, das die Tibiagleitflächen 9 bildet, auf denen die vorzugsweise von poliertem Metall gebildeten Kondylengleitflächen 5 gleiten. Der Femurteil 1 und der Tibiateil 2 sind miteinander durch einen Zwischenteil 10 gekoppelt, der einerseits mit dem Femurteil 1 ein Beugelager

25

30

mit der Achse 11 und andererseits mit dem Tibiateil ein Rotationslager mit der Achse 12 bildet. Einzelheiten dieser Konstruktion sind erläutert in den europäischen Patentanmeldungen 1 110 261 und 1 111 551, auf die hiermit Bezug genommen wird und deren Offenbarungsinhalt zum Gegenstand der vorliegenden Anmeldung gemacht wird.

In unrotierter Stellung (Fig. 1) ruhen die femoralen Gleitflächen 5 mit ihrem Bereich 13, dessen Richtung etwa lotrecht zum Radius verläuft, auf dem Bereich 14 normalen Kontakt der tibialen Gleitflächen 9, dessen Richtung etwa lotrecht zur Achse 12 verläuft. Bei Beugebewegung kann der zwischen dem Bereich 13 und dem hinteren Ende 15 der femoralen Gleitflächen liegende Abschnitt tragend mit der Tibiagleitfläche 9 in Berührung kommen. Dieser Abschnitt verläuft im dargestellten Beispiel kreisbogenförmig mit konstantem Radius zur Beugeachse 11. Das Gleitflächenprofil ist in diesem Abschnitt konstant.

Der Bereich 14 der Tibiagleitfläche 9 hat dasselbe Profil (im Frontalschnitt) wie der damit zusammenwirkende Abschnitt 13-15 der zugehörigen Femurgleitfläche. Das bedeutet, daß im unrotierten Zustand theoretischer Linienkontakt herrscht. Praktisch ergibt sich Flächenkontakt infolge der Nachgiebigkeit des Werkstoffs der Tibiagleitflächen 9.

Der vor dem Bereich 13 liegende Abschnitt 6 der Kondylengleitflächen und der Patellagleitfläche ist für die Übertragung der Lastkräfte auf den Tibiateil 2 der Prothese ohne Belang.



Die Tibiagleitfläche 9 ist in der Sagittalebene schwach konkav gekrümmt, wie es Fig. 3 zeigt. Der Krümmungsradius ist beträchtlich größer als der Radius des femoralen Gleitflächenabschnitts 13-15. Dies ist erforderlich, damit die femoralen Gleitflächen im Falle von Rotation sich - ausgehend von dem Bereich normalen Kontakts 14 - im wesentlichen ungehindert um eine geringe Distanz vor- und zurückbewegen können. Im Falle einer kräftigen Rotation verlassen die Kondylengleitflächen 5 den Bereich 14 normalen Kontakts. Auf der einen Seite (siehe Fig. 4) bewegen sie sich in den ansteigenden Abschnitt 16 der Tibiagleitflächen, der vor dem Bereich normalen Kontakts 14 liegt. Auf der anderen Seite (Fig. 5) bewegen sie sich im hinteren, ansteigenden Abschnitt 17 der Tibiagleitflächen 9.

Die Tibiagleitflächen sind so geformt, daß die Kondylengleitflächen 5 im Falle einer solchen Rotation auf beiden Seiten Kontakt mit der Tibiagleitfläche 9 behalten, nämlich auf der einen Seite mit dem vorderen Abschnitt 16 und auf der anderen Seite mit dem hinteren Abschnitt 17.

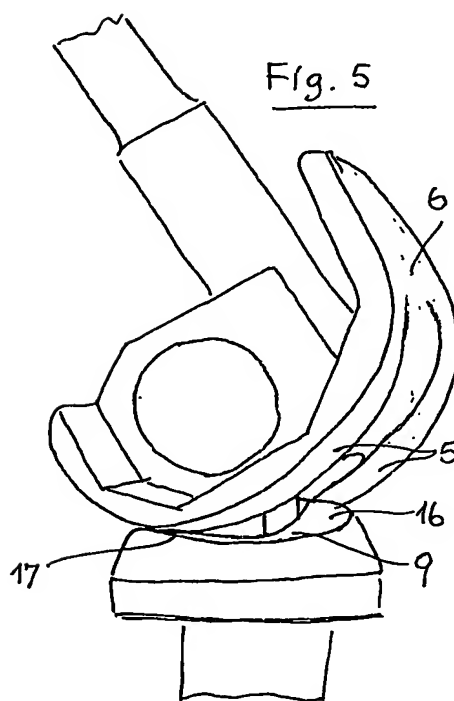
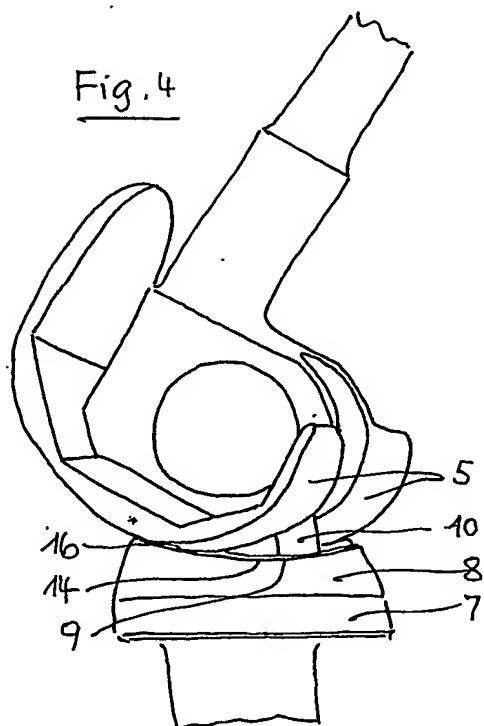
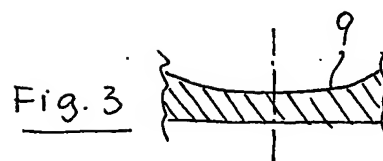
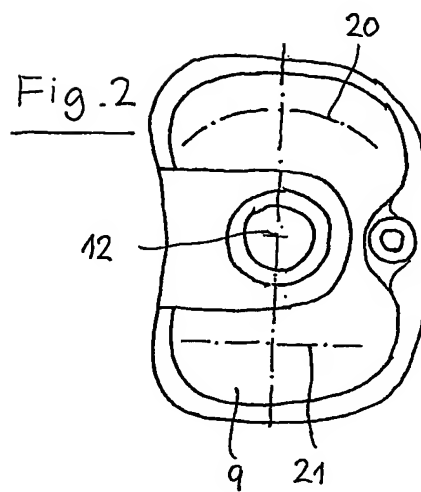
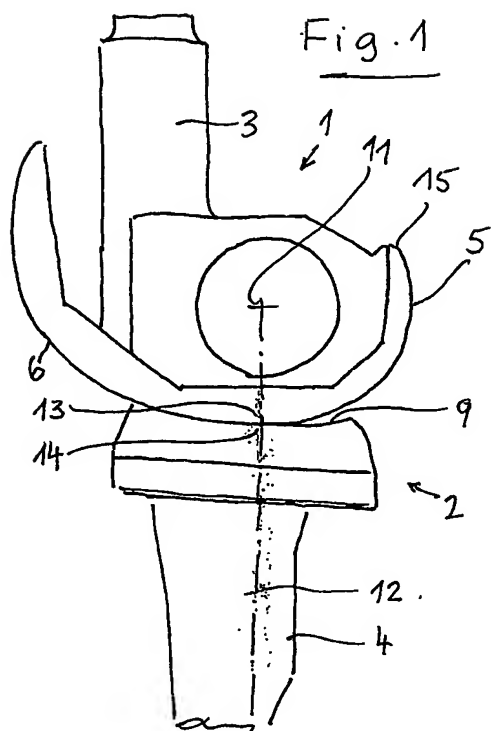
Will man in diesen Abschnitten Linienkontakt zwischen den Kondylengleitflächen 5 und den Tibiagleitflächen 9 aufrecht erhalten, so muß man die Tibiagleitflächen 9 so formen, daß sie in Richtung von Kreisbögen um die Rotationsachse 12 in einer Schnittebene, die diese Rotationsachse enthält, dasselbe Profil wie die Kondylengleitflächen 5 aufweisen. Dies läßt sich ohne weiteres mit Hilfe eines Werkzeugs bewerkstelligen, das das Profil der Kondylengleitflächen aufweist und um die Achse 12 rotiert wird. Dies ist jedoch verhältnismäßig aufwendig. Einfacher ist es, die Tibiagleitflächen 9 mittels Werkzeugen zu fräsen, die in AP-Richtung bewegt werden. In

diesem Fall verzichtet man bei Rotation auf den idealen Linienkontakt zwischen den Kondylengleitflächen 5 und den Tibia-  
gleitflächen 9 um so stärker, je weiter sich der Punkt des  
jeweiligen Kontakts von dem Bereich 14 normalen Kontakts ent-  
5 fernt. Dies ist aber unschädlich, weil so starke Rotation  
vergleichsweise selten stattfindet und die Perioden lang dau-  
ernder Lastübertragung auf den Bereich 14 normalen Kontakts  
beschränkt sind. Entscheidend ist, daß bei einer solchen  
starken Rotation nicht nur eine der beiden Kondylengleitflä-  
10 chen mit der Tibiagleitfläche zusammenwirkt, sondern beide.

## Patentansprüche

1. Knieprothese mit einem femoralen Prothesenteil (1), der  
5 ein Paar von Kondylengleitflächen (5) bildet, einem tibialen Teil (2), der mit den Kondylengleitflächen (5) zusammenwirkende Tibiagleitflächen (9) aufweist, sowie einem Kupplungsteil (10), der die femoralen und tibialen  
10 Teile (1, 2) drehbar um eine zum Schienbein etwa parallele Rotationsachse (12) miteinander verbindet, wobei die Tibiagleitflächen einen Bereich (14) normalen Kontakts aufweisen, welcher mit der zugehörigen Kondylengleitfläche (5) bei gleicher AP-Ausrichtung der femoralen und tibialen Teile (1, 2) zusammenwirkt und vor dem Bereich  
15 (14) normalen Kontakts mit einem Krümmungsradius ansteigen, der wesentlich größer als der Krümmungsradius des mit der Tibiagleitfläche zusammenwirkenden Teils (13-15) der Kondylengleitfläche (5) ist, dadurch gekennzeichnet, daß die Tibiagleitflächen (9) auch hinter dem Bereich  
20 (14) normalen Kontakts dergestalt ansteigen, daß im Falle von Rotation jede der beiden Kondylengleitflächen (5) mit der zugehörigen Tibiagleitfläche (9) vor bzw. hinter dem Bereich (14) normalen Kontakts in Berührung bleibt.
- 25 2. Prothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Rotationsachse (12) gegenüber beiden Prothesenteilen (1, 2) fest angeordnet ist.
- 30 3. Prothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Rotationsachse (12) gegenüber einem der beiden Prothesenteile (1, 2) in AP-Richtung verschiebbar angeordnet ist.

4. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Krümmungsradius des mit der Tibia-  
gleitfläche (9) zusammenwirkenden Teils (13-15) der Kondylengleitfläche (5) in der Beugeebene im wesentlichen  
5 konstant ist.



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

EP 03/08196

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 A61F2/38

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EP0-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 420 460 A (UNIV LONDON) 3 April 1991 (1991-04-03) figures 2,3,5 column 4, line 12 -column 5, line 5 ----	1,2,4
X	DE 41 02 509 A (BREHM PETER) 30 July 1992 (1992-07-30) figures 3,4 column 5, line 36 - line 46 ----	1,3
A	DE 29 01 009 A (LINK WALDEMAR GMBH CO) 17 July 1980 (1980-07-17) figures 3,4,7 -----	1,3

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

### \* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

10 November 2003

Date of mailing of the international search report

17/11/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Stach, R

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP 03/08196

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0420460	A	03-04-1991	GB 2237200 A	01-05-1991
			AT 114447 T	15-12-1994
			DE 69014528 D1	12-01-1995
			DE 69014528 T2	18-05-1995
			EP 0420460 A1	03-04-1991
			ES 2065495 T3	16-02-1995
DE 4102509	A	30-07-1992	DE 4102509 A1	30-07-1992
DE 2901009	A	17-07-1980	DE 2901009 A1	17-07-1980
			DE 2954475 C2	04-12-1986

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

EP 03/08196

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
IPK 7 A61F2/38

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
IPK 7 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EP0-Internal

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 420 460 A (UNIV LONDON) 3. April 1991 (1991-04-03) Abbildungen 2,3,5 Spalte 4, Zeile 12 - Spalte 5, Zeile 5	1,2,4
X	DE 41 02 509 A (BREHM PETER) 30. Juli 1992 (1992-07-30) Abbildungen 3,4 Spalte 5, Zeile 36 - Zeile 46	1,3
A	DE 29 01 009 A (LINK WALDEMAR GMBH CO) 17. Juli 1980 (1980-07-17) Abbildungen 3,4,7	1,3



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" Älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfindertischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfindertischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

10. November 2003

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

17/11/2003

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Stach, R



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

EP 03/08196

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
EP 0420460	A	03-04-1991	GB	2237200 A	01-05-1991
			AT	114447 T	15-12-1994
			DE	69014528 D1	12-01-1995
			DE	69014528 T2	18-05-1995
			EP	0420460 A1	03-04-1991
			ES	2065495 T3	16-02-1995
<hr/>					
DE 4102509	A	30-07-1992	DE	4102509 A1	30-07-1992
<hr/>					
DE 2901009	A	17-07-1980	DE	2901009 A1	17-07-1980
			DE	2954475 C2	04-12-1986
<hr/>					

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**